

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2003 年 12 月 18 日 (18.12.2003)

PCT

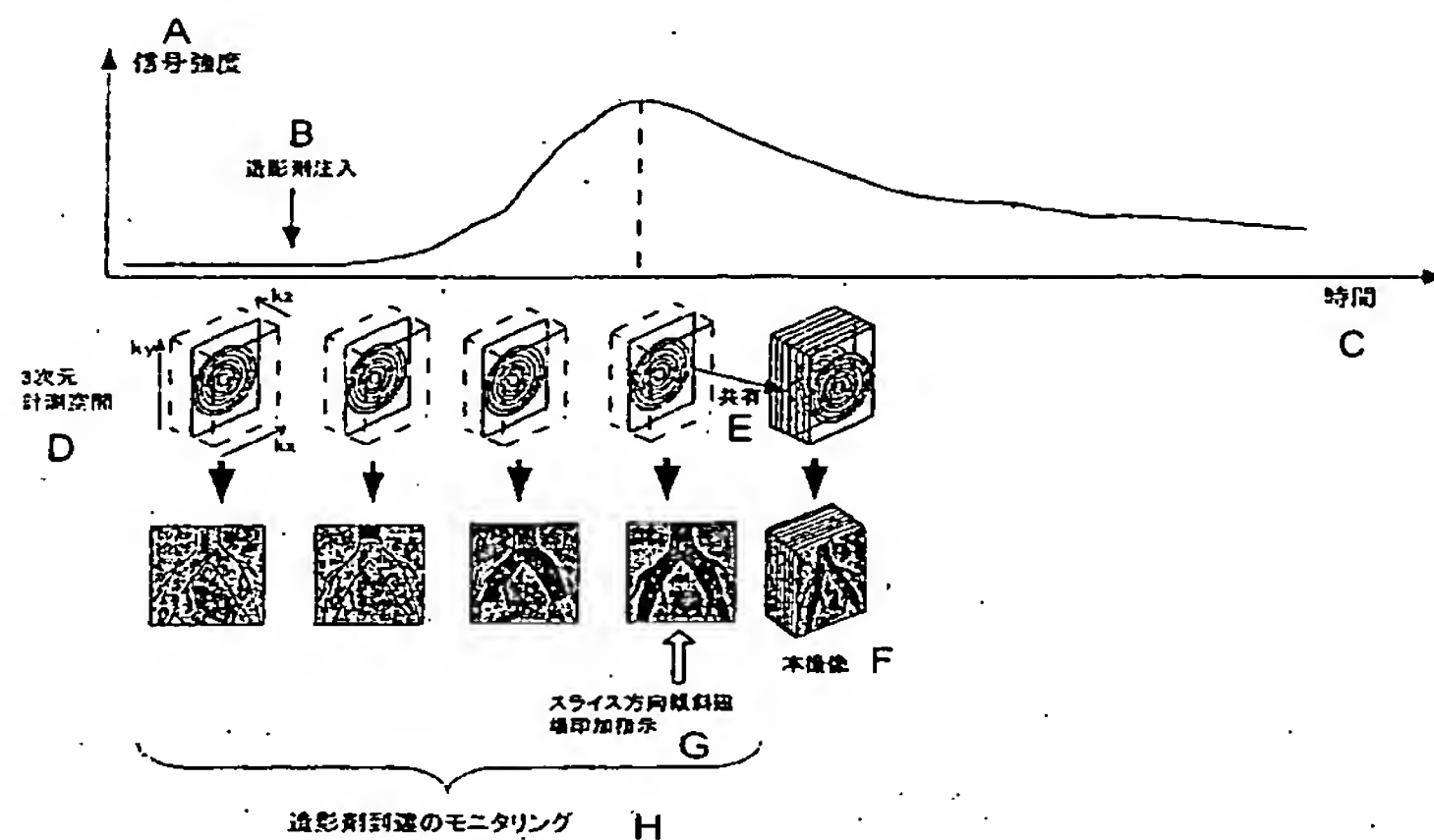
(10) 国際公開番号  
WO 03/103491 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 5/055, G01R 33/563 (72) 発明者; および  
(21) 国際出願番号: PCT/JP03/07126 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 阿部 貴之 (ABE, Takayuki) [JP/JP]; 〒270-0005 千葉県 松戸市 大谷口 4 2 1-1-30 Chiba (JP). 渡部 滋 (WATANABE, Shigeru) [JP/JP]; 〒302-0102 茨城県 守谷市 松前台 5-12-9 Ibaraki (JP).  
(22) 国際出願日: 2003 年 6 月 5 日 (05.06.2003)  
(25) 国際出願の言語: 日本語  
(26) 国際公開の言語: 日本語 (74) 代理人: 多田 公子, 外 (TADA, Kimiko et al.); 〒162-0041 東京都 新宿区 早稲田 鶴巻町 519 石垣ビル 2F Tokyo (JP).  
(30) 優先権データ:  
特願 2002-166823 2002 年 6 月 7 日 (07.06.2002) JP  
特願 2002-203894 2002 年 7 月 12 日 (12.07.2002) JP  
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都 千代田区 内神田一丁目 1 番 14 号 Tokyo (JP). (81) 指定国 (国内): US.  
(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



- A...SIGNAL INTENSITY  
B...INJECTION OF CONTRAST MEDIUM  
C...TIME  
D...THREE-DIMENSIONAL MEASUREMENT SPACE  
E...SHARING  
F...IMAGING  
G...INSTRUCTION TO APPLY SLICE DIRECTION GRADIENT MAGNETIC FIELD  
H...MONITORING OF ARRIVAL OF CONTRAST MEDIUM

(57) Abstract: An MRI apparatus having a pulse sequence of dynamic MRA. A pulse sequence executed for monitoring arrival of a contrast medium at a target vessel is substantially the same as the imaging pulse sequence except that the number of phase encodes and/or the number of slice encodes is small. A time-series image reconstructed with data measured under the condition of application of a gradient magnetic

[続葉有]

WO 03/103491 A1



添付公開書類:  
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

field of low spatial resolution is displayed to ascertain that the contrast medium has arrived at the target vessel. When the contrast medium arrives at the target vessel, a phase encode and a slice encode are added to continue the measurement pulse sequence without changing the pulse sequence itself. The first image after the measurement is created by interpolating image data with the data acquired in monitoring on arrival of the contrast medium. Thus the arrival of the contrast medium can be reliably monitored with high time-resolution, the measurement is effected with most suitable timing, and a favorable vessel image is formed.

(57) 要約: ダイナミックMRAのパルスシーケンスを備えたMRI装置において、目的血管への造影剤の到達を監視するパルスシーケンスとして、位相エンコード数及び/またはスライスエンコード数が少ないことを除き、本撮像シーケンスと実質的に同一のパルスシーケンスを実行する。この低空間分解能の傾斜磁場印加条件で計測したデータで再構成した時系列画像を表示し、造影剤が目的血管に到達したことを確認する。到達したならば、パルスシーケンス自体を変更することなく、位相エンコード及びスライスエンコードを付加して本計測のパルスシーケンスを継続する。本計測後最初の画像は、モニタリングにおいて造影剤到達時に得られたデータで補間して作成される。これにより確実に且つ高時間分解能で造影剤の到達時を監視することができ、最適なタイミングで本計測を行い、良好な血管像を得ることができる。

## 明 細 書

## 磁気共鳴イメージング装置

## 産業上の技術分野

- この発明は核磁気共鳴（以下、NMRと略記する）現象を利用して被検体の任意の断層像を得るための磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）
- 5 に関し、特に血管造影撮像における正確な撮像開始タイミングの取得に関する。

## 従来技術

- MRI装置において造影剤を用いて血管描出を行う方法は、造影MRアンジオ
- 10 グラフィ（MRA）と言われている。特に、この造影MRAの計測を複数のフェイズに亘って連続的に行う撮像方法をダイナミックMRAと呼ぶ。ダイナミックMRAでは、造影剤の注入後、造影剤を含んだ血液が注目する動脈に到達し、さらに静脈に戻るまでの短い時間に複数のフェイズの画像を撮像するが、撮像を開始するタイミング、即ち、造影剤を含んだ血液が注目する動脈に到達するタイミ
- 15 ングを捉えることが重要な課題となる。

造影MRAにおいて撮像タイミングを決定する方法として、例えば「3D Contrast MR Angiography 2<sup>nd</sup> edition. Prince MR, Grist TM and Debatin JF, Springer, pp3-39, 1988」に、1) テストインジェクション法、2) フルオロスコピックトリガー法が記載されている。

- 20 テストインジェクション法では、本撮像前に少量の造影剤を注入し、予め目的血管への造影剤到達時間を計測しておく。フルオロスコピックトリガー法では、撮像時間の短い2次元撮像による透視下で目的血管への造影剤の到達を監視し、造影剤が到達すると同時に3次元の本撮像を開始する。この際、注目する動脈を含む目的領域にROI（関心領域）を設定し自動的に撮像タイミングを決定して
- 25 いる。

これら従来撮像タイミング決定法は、いずれも目的領域に設定したROIの信号強度を解析して造影剤到達時間を計測するものであるが、ROIの信号強度を解析する方法には、以下の問題がある。即ち、設定したROIが体動等により、撮像断面からはずれた場合に、正確な造影剤濃度変化を取得できなくなり、その

結果、正確に本計測開始タイミングを把握できなくなってしまう。

#### 発明の開示

本発明の目的は、MR I 装置における血管造影に際し、造影剤注入後から本計  
5 測を開始するタイミングを正確に取得することである。

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

静磁場内に置かれた被検体に、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミ  
ック計測のためのパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加すると  
10 ともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気  
共鳴信号から前記被検体の所望の組織を画像化し信号処理手段と、前記画像を表  
示する表示手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備え  
た磁気共鳴イメージング装置において、

前記撮像手段は、前記被検体の所望のスラブを前記ダイナミック計測のための  
15 パルスシーケンスで低空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する監視モード  
と、前記監視モードと同一のスラブを同一のパルスシーケンスで高空間分解能の  
傾斜磁場印加条件の下に計測する本計測モードとを備え、

前記制御手段は、前記監視モードから前記本計測モードへの切り替えを行うモ  
ード切替手段を備え、前記モード切替手段は、前記監視モードを実行中の所望の  
20 タイミングで本計測モードへ切り替える。

これにより、体動があっても目的領域がスラブ（厚いスライス）内に留まるた  
め、監視モードで常に目的領域を監視でき、正確なタイミングで本計測モードに  
切り替えることができる。また、監視モードと本計測モードのパルスシーケンス  
が同一なので、モード切替の遅れ時間を皆無にすることができる。さらに、監視  
25 モードでは、低空間分解能で計測するので画像毎の取得時間が短縮され、監視の  
時間分解能を向上できる。

好ましい一実施形態によれば、監視モードの実行時に取得した前記ダイナミッ  
ク計測のデータから参照データを抽出する手段を備え、抽出した前記参照データ

値の時間的变化を前記表示手段に表示する。

これにより、画像の時間的变化を参照データの時間的变化と関連づけて視覚的に把握することができる。

- 5      また、好ましい一実施形態によれば、前記モード切替手段は、抽出した前記参照データ又は該参照データの変化が所望の閾値を超えたときに、前記監視モードから前記本計測モードに切り替える。

- 10      これにより、実際に取得した実データに基づいて自動でモード切替を行うことができる。その結果、被検体毎の個体差や計測毎の差など、計測時の状況変化に対応して正確にモード切替タイミングを取得することができる。

また、好ましい一実施形態によれば、前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とする。

- 15      これにより、 $k$ 空間の原点の信号値は常に最も大きい強度を持ち、かつ、画像の信号強度を反映するので、常に画像の信号強度の変化を捉えることができるため、正確なモード切替タイミングを自動で取得することができる。

- 20      また、好ましい一実施形態によれば、前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値と、前記監視モード開始時に取得した同じ値との差分をとる。

- 25      これにより、監視モードと比較して変化の無い部分からの信号を排除して変化のあった部分のみに依存する信号を取得できるので、より正確なモード切替タイミングを自動で取得することができる。

また、好ましい一実施形態によれば、前記制御手段は、前記本計測モード開始直後の画像の再構成において、それ以前のパルスシーケンスの実行時に取得したデータを含むデータを用いて画像再構成するように前記信号処理手段を制御する。



これは、監視モードと本計測モードのパルスシーケンスは実質的に同じであるので、監視モード実行時に計測したデータをそのまま本計測モードのデータとして利用するものである。これにより、本計測開始後に速やかに画像を表示することができる。

5

また、好ましい一実施形態によれば、前記時系列画像データが3次元データの場合に、2次元の投影画像に変換して前記表示手段に表示する。

これにより、3次元的变化を2次元の投影された1枚の画像上で把握することができ、3次元画像の変化を2次元に集積して簡易に把握することができる。

10

また、好ましい一実施形態によれば、前記モード切替手段は、モード切替入力手段を備え、前記モード切替移入力手段に切替指示が直接入力されることによって、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えられる。

これにより、操作者が監視モードに表示される参照データや時系列画像を監視しながら、適切なタイミングでモード切替を指示できるようになる。

15

また、好ましい一実施形態によれば、前記傾斜磁場は、前記2次元又は3次元計測のためのスライスエンコードと位相エンコードと周波数エンコードとを有し、前記低空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を省略し、前記高空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を付与する。

20

これにより、目的領域を認識可能な分解能を保ちながら2次元又は3次元スラブ画像を1次元又は2次元画像に射影することができるので、監視モードでの画像取得時間を短縮できる。結果として、モード切替のタイミングをより正確にすることができる。

25

また、好ましい一実施形態によれば、前記撮像手段が実行するダイナミック計測は、造影剤を用いて血流の動態変化を観察する血流撮像であり、前記監視モー

ドでは前記スライスエンコードを省略して2次元画像を取得し、前記本計測モードでは前記スライスエンコードを付加して3次元画像を取得する。

これにより、ダイナミックMRAにおいても、正確にモード切替を行うことができる。

5

また、好ましい一実施形態によれば、前記造影剤を注入した後に取得した血流画像と前記造影剤を注入する前に取得した血流画像との差分画像を前記表示手段に表示する。

これにより、造影剤の流入を明瞭に把握することができる。

10

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明を適用したMRI装置の全体概要を示す図、図2は、本発明の第1の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の一例を示す図、図3は、本発明のダイナミック計測で用いる一般的なパルスシーケンスの一例を示す図、  
15 図4は、本発明のダイナミック計測の手順を示すフロー図、図5は本発明の第2の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の一例を示す図、図6は、その手順を示すフロー図、図7は、本発明の第2の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の他の例を示す図である。

#### 20 発明を実施する最良の形態

以下、本発明の実施の形態を説明する。

図1は、本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。  
このMRI装置は、主たる構成として、被検体1が置かれる空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生磁石2と、静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生系3  
25 と、被検体1の組織を構成する原子の原子核（通常、プロトン）に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を発生する送信系5と、核磁気共鳴によって被検体1から発生するエコー信号を受信する受信系6と、受信系6が受信したエコー信号を処理し、前述した原子核の空間密度やスペクトルを表す画像を作成する信号処理系7と、信号処理系7における各種演算や装置全体の制御を行なうための中央処理

装置 (CPU) 8 とを備えている。

静磁場発生磁石 2 は、永久磁石、常電導方式又は超電導方式の磁石からなり、被検体 1 の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。傾斜磁場発生系 3 は、 $x$ 、 $y$ 、 $z$  の三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 9 と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源 10 とからなり、後述のシーケンサ 4 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 10 を駆動することにより、 $x$ 、 $y$ 、 $z$  の三軸方向の傾斜磁場  $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$  を被検体 1 に印加する。この傾斜磁場の加え方により、被検体 1 の撮像対象領域 (スライス、スラブ) を設定することができるとともに、エコー信号に、位相エンコード、周波数エンコードなどの位置情報を付与することができる。

送信系 5 は、シーケンサ 4 から送り出される高周波パルスにより被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器 11 と、変調器 12 と、高周波増幅器 13 と、送信側の高周波コイル 14a とからなる。送信系 5 では、高周波発振器 11 から出力された高周波パルスを変調器 12 で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後に被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、高周波磁場 (電磁波) を被検体 1 に照射する。

受信系 6 は、被検体 1 から核磁気共鳴により放出されるエコー信号 (NMR 信号) を検出するもので、受信側の高周波コイル 14b と、増幅器 15 と、直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とからなる。受信系 6 では、高周波コイル 14b で検出したエコー信号を増幅器 15 及び直交位相検波器 16 を介して A/D 変換器 17 に入力してデジタル信号に変換し、二系列の収集データとして信号処理系 7 に送る。

信号処理系 7 は、画像処理部 81 及び撮像制御部 82 を備えた CPU 8 と、磁気ディスク 18、磁気テープ 19 等の記録装置と、CRT 等のディスプレイ 20 とからなり、CPU 8 の画像処理部 81 でフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、得られた画像をディスプレイ 20 に表示する。また、信号処理系 7 における処理の条件や処理に必要なデータなどを入力するための入力手段 21 が備えられている。



CPU 8 撮像制御部 82 は、被検体 1 の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、シーケンサ 4 を介して、傾斜磁場発生系 3、送信系 5 および受信系 6 に送る。シーケンサ 4 は、撮像法によって決まる所定の制御のタイムチャートであるパルスシーケンスに則って、傾斜磁場発生系 3、送信系 5 および受信系 6 を制御し、画像再構成に必要なデータを収集するようにする。また撮像制御部 82 は所定のパルスシーケンスを実行する際の傾斜磁場印加条件や撮像モードの切替を制御する。

本発明のMR I 装置では、パルスシーケンスとして、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミック計測のためのパルスシーケンス、例えば血流撮像のためのパルスシーケンスが含まれている。これらパルスシーケンスは、プログラムとしてCPU 8 内に組み込まれている。

次にこのような構成のMR I 装置を用いた血管撮像法を 3 次元計測の場合について説明する。図 2 はダイナミック計測の一実施形態を示す図、図 3 は 3 次元計測に採用される一般的なグラディエントエコー系のパルスシーケンスを示す図、図 4 はその手順を示すフロー図である。

本実施形態のダイナミック計測は、目的とする血管の撮像タイミングを決定するための監視モードと、目的血管の撮像である本計測モードとを備え、いずれも同じパルスシーケンスで、但し異なる傾斜磁場印加条件で実行される。監視モードで計測した結果に基づき監視モードから本計測モードへの切替が行われる。

監視モードでは、まず造影剤を注入する前から図 3 に示すような 3 次元計測のパルスシーケンスを開始する（ステップ 401）。このパルスシーケンスは、スライスエンコードを付与しないことを除き、通常のグラディエントエコー系の 3 次元パルスシーケンスと同様である。即ち、RF パルス 301 を照射すると同時に領域を選択する傾斜磁場 302 を印加して目的血管を含む領域（スラブ）を励起する。次に、位相エンコード方向の傾斜磁場 304 を印加し、さらに読み出し傾斜磁場 305 を印加して、エコー信号 306 を一定のサンプリング時間計測する。RF パルス照射 301 から次の RF パルス照射までの過程を位相エンコード傾斜磁場の強度を変化させながら、短TR、例えば数 ms～数 10ms の繰り返し時間

で繰り返し、位相エンコードの異なる1セットのエコー信号を計測する。

こうして得られた1セットのエコー信号から画像を再構成し、表示する。このような計測を繰り返し、連続的に画像を再構成し、表示を順次更新する。一方、計測の開始後、所望の時点で、被検体の所定の血管、例えば肘静脈から造影剤を  
5 注入し（ステップ 402）、連続的に表示される時系列画像によって造影剤の到達を監視する。この計測で得られるエコー信号はスラブ全体から発生したものであり、スライス方向にエンコードされていないため、スライス方向には解像度の低い画像となるが、スラブ全体を反映する画像である。従って、体動等によって目的血管位置が多少ずれても、目的血管への造影剤到達を確実に監視することがで  
10 きる。また3次元計測であっても2次元計測と同じように短時間で得られるので、高時間分解能で更新され、造影剤到達時を的確に把握できる。

目的血管への造影剤到達が確認されると本計測モードの撮像が開始される。この切替は自動でも手動でも可能である。手動で行う場合には、ユーザーは、この監視モードにおける時系列画像を監視することによって、造影剤が目的とする血  
15 管に到達したことを確認したならば、本計測開始の指令を入力手段 21 より入力する。この入力、例えば、入力手段 21 に設けられたモード切替を入力するための手段（例えばスイッチやGUI）を介して行うことができる。

自動的に切り替える場合には、装置側でデータの信号値の変化を監視する。信号値の監視については、後述の実施形態で詳述するが、例えば、監視モードのパ  
20 ルスシーケンスで得られたデータセットを1次元フーリエ変換したものの信号値を算出し、その信号値或いは信号値の変化が所定の閾値に達した時点の本計測開始時と設定する。或いは、監視モードのパルスシーケンスで得られたデータのうちk空間の原点の信号値或いはその変化を監視するようにしてもよい。

このように自動或いは手動で本計測モードに切替られると、CPU8は、監視  
25 モードと同じパルスシーケンスを繰り返しながら傾斜磁場印加条件を変更する。本実施形態では、スライスエンコードを開始するようにシーケンサ4に指令を送る（ステップ403）。

即ち、図3に示すパルスシーケンスにおいて、RFパルス301を照射すると同時に、モニタリングの時と同じ領域を選択する傾斜磁場302を印加して目的

血管を含む領域を励起した後、位相エンコード方向の傾斜磁場 304 とスライス方向の傾斜磁場 303（図中、点線で示す）を印加して、エコー信号 306 を計測する。この場合、例えば、スライス方向の傾斜磁場 303 を固定して位相エンコード方向の傾斜磁場 304 を順次変更するループ（内ループ）の終了後、スライス方向の傾斜磁場 303 を変更して再度位相エンコード方向の傾斜磁場 304 を順次変更し、以後、同様にスライス方向の傾斜磁場 303 を順次変更させながら内ループを繰り返し、最終的に全ての位相エンコード方向の傾斜磁場とスライス方向の傾斜磁場の組み合わせた 3 次元データのセットを取得する。

この 3 次元データのセットをフーリエ変換することにより、3 次元の画像データセットを得る（ステップ 404）。さらに 3 次元の画像データセットに投影処理を施すことにより 2 次元の造影 MRA 画像を得る（ステップ 405）。ここで、本計測開始直後の画像を再構成する際に、本計測開始を決定した時に表示された画像の画像データを共用する。この画像データは、目的血管に造影剤が到達した時点のデータであり、目的血管をよく描出したデータであり、またこのデータはスライス方向の傾斜磁場 303 を印加しない、スライスエンコード 0 のデータである。そこで、本計測開始後に取得したデータを、このスライスエンコード 0 のデータで補間し画像を再構成することにより、本計測においてスライスエンコード 0 のデータを取得する時間分の時間を短縮するとともに、目的血管をよく描出した画像を得ることができる。

以後、3 次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により 3 次元画像データを得、さらに投影処理を行うことにより複数のフェイズの画像を得る。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のものを血管とみなす MIP 処理等の公知の投影法を採用して行う。

このように本実施形態の MRI 装置によれば、造影剤到達を監視するために、本計測パルスシーケンスと同様であってスライスエンコード傾斜磁場を含まないパルスシーケンスを実行することにより、目的血管への造影剤到達と同時に遅延なく本計測を開始することができ、良好な MRA 画像を得ることができる。しかも造影剤到達を反映した、本計測の直前のデータで補間して本計測画像を作成するので、目的血管を良好に描出した MRA 画像を短時間で表示させることができ

る。

尚、以上の実施形態では、監視用のパルスシーケンスにおいてスライスエンコード傾斜磁場を印加しないこととしたが、スライスエンコード傾斜磁場を印加しないのではなく、一定のエンコード量、好適には 0 に近いエンコード量を印加

- 5    した状態で監視用のパルスシーケンスを実行してもよい。またスライスエンコード方向の傾斜磁場ではなく、位相エンコード傾斜磁場について位相エンコード量を 0 或いは固定としてもよい。さらに本計測におけるスライスエンコード及び位相エンコードの制御方法（印加順序の制御）も図示する例に限定されず、任意のオーダリングで行うことができる。
- 10    また上記実施形態では、造影剤注入後に計測した画像データのみを用いて画像を作成した場合を説明したが、動きの少ない部位や息止め撮像などにより動きの影響を無視できる場合には、必要に応じ造影剤注入前に計測された 3 次元画像との差分処理を行った上で投影像を作成表示してもよい。これにより、血管以外の組織の信号強度を抑制し、血管のコントラストを向上することができる。ここで
- 15    差分処理は 3 次元データの同スライス位置にあるデータ間でそれぞれ行う。また差分処理は、複素差分が望ましいが、絶対値の差分でもよく、さらに再構成前のデータに対し複素差分を行ったものを再構成してもよい。

- 次に本発明の MR I 装置の第 2 の実施形態を説明する。この MR I 装置の構成
- 20    は図 1 に示すものと同様であるが、信号処理系 7 は、計測したエコー信号について時間的強度変化（TIC）を計算し、これをグラフとしてディスプレイに表示する機能を有している。

この MR I 装置を用いた 3 次元血管撮像法を説明する。図 5 はダイナミック計測の一実施形態を示す図、図 6 は、その手順を示すフロー図である。

- 25    まず造影剤を用いることなく 3 次元計測を行い、造影剤注入前の 3 次元データ及びそれを用いた 2 次元投影画像データを得る（ステップ 601～603）。次に、造影剤を被検体の所定の血管、例えば肘静脈から注入し（ステップ 604）、ダイナミック計測を開始する（ステップ 605）。

造影前及び造影剤注入後に行う撮像は、図 3 に示すような公知のグラディエン



トエコー系のパルスシーケンスであり、所定のスライスエンコード数及び位相エンコード数で実行される。但し、造影剤注入後に行う撮像では、撮像開始直後は、これらエンコード数を少なく、例えば、通常の血流描画に求められるエンコード数の半分程度に設定し、空間分解能の低い画像を得る。このような3次元データを  
5 得る計測を繰り返し、図5 (a) に示すような時系列データを得る (ステップ606)。この時系列データは少ないエンコード数で実行されているので空間分解能は低い、時間分解能が高い。また目的血管を含むスラブ全体の情報を含んでいる。

3次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により3次元画像データを得、さらに投影処理を行うことにより図5 (b) に示すような2次元の血管  
10 投影像を得る (ステップ607)。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のものを血管とみなすMIP処理等の公知の投影法を採用して行う。この2次元血管投影像と、ステップ603 で得た造影前の2次元血管投影像との差分を取り (ステップ608)、これによって形成される血管像をディスプレイに表示する  
15 (ステップ609)。

一方、このような画像形成とは別に、連続して計測される時系列の3次元データについて信号値を抽出する処理を行う (ステップ610)。具体的には、スライスエンコードを  $k_z$ 、位相エンコードを  $k_y$  としてエコー信号を配置した  $k$  空間データの原点 ( $k_z=0, k_y=0, k_x=0$ ) の信号値を抽出信号値とする。或いは  
20  $k_z=0, k_y=0$  のデータを読み出し方向に積算した値を抽出信号値とする。即ち、図3のパルスシーケンスでスライス傾斜磁場303及び位相エンコード傾斜磁場304がゼロのときに計測したエコー信号の信号値か、これを読み出し方向にフーリエ変換した後の信号値(積算値)を抽出信号値とする。 $k$ 空間の原点のデータは、3次元データから得られる画像のコントラスト情報を最も多く有するデータであり、このデータの信号強度の変化は、造影剤によって強められる信号強度の変化  
25 を示す指標と成る。

なお、抽出信号値には、撮像開始時の値との差分を用いてもよい。例えば、撮像開始後最初に取得したデータの  $k$  空間の原点の信号値と、その後に取得したデータの  $k$  空間の原点の信号値との差分、或いは撮像開始後最初に取得したデータ



の  $k$  空間原点を含む周波数エンコード方向の積算値とその後取得したデータの  $k$  空間原点を含む周波数エンコード方向の積算値との差分である。差分を用いることにより、不要な組織（血管以外の組織）の信号を抑制することができる。

このような抽出信号値は、ダイナミック計測において、原点のエコー信号が計測される毎に求められ、その時間的变化を図 5 (c) に示すようなグラフとしてディスプレイに表示する。こうして求められる信号強度変化 (TIC) は、生データの信号値またはそれを読み出し方向にフーリエ変換したものの積算値或いは所望の箇所の値を時間軸に対しプロットしたものである。撮像後時間遅れなく表示することができる。これによって操作者はリアルタイムで信号強度変化を確認でき、これを参照し、目的血管への造影剤の到達後、遅延無く本計測を開始することができる。本計測は、高空間分解能の 3 次元計測とし、具体的には、スライスエンコード数及び位相エンコード数の一方または両方を多く設定して撮像する。これにより造影剤が達した後の領域を高空間分解能で描出することができる。

この実施形態においても、監視モードから本計測モードへの切替は、表示装置に表示された TIC を操作者が確認しながら入力手段 21 を介して CPU 8 に指令を送ってもよいし、低空間分解能及び高空間分解能における撮像条件とともに予め抽出信号値につき所定の閾値を決めておき CPU 8 が自動的に決定してもよい。また撮像モードの切替のみならず、撮像の終了を TIC の監視により決定することも可能である。

このような実施形態を図 7 に示す。この実施形態では、撮像モード切替のための TIC の閾値  $\alpha 1$  と、撮像終了のための TIC の閾値  $\alpha 2$  が設定されている。撮像が開始されると、まず、監視モードにおいて低空間分解能の傾斜磁場印加条件でダイナミック撮像を行いながら (ステップ 701)、信号値の抽出を行う。この監視モードのダイナミック撮像は、信号値が所定の閾値  $\alpha 1$  に達するまで繰り返される。信号値が所定の閾値  $\alpha 1$  に達したときには (ステップ 702)、撮像領域に造影剤が到達したものとみなし、傾斜磁場印加条件を低空間分解能条件から高空間分解能条件に変更して、本計測を開始する (ステップ 703)。本計測においても信号値の抽出を継続し、信号値が所定の閾値  $\alpha 2$  に達するまでは本計測モ

ードの撮像を継続する。所定の閾値 $\alpha 2$ に達した場合には（ステップ 704）、造影剤が目的領域から流出したとみなし、撮像を終了する（ステップ 705）。

5 以上説明した第2の実施形態によれば、ダイナミック計測による連続撮像と平行して信号値を求め表示するので、正確且つリアルタイムで目的血管への造影剤の到達を知ることができる。また、造影剤が目的血管に達するまでは、空間分解能は粗いが高時間分解能の撮像を行い、造影剤が目的血管に達した後は血管描出能の優れた高空間分解能の撮像を行うことができる。

また上記実施形態では、3次元計測の場合を説明したが、2次元計測にも同様に適用することが可能である。

10

本発明によれば、造影剤を用いたダイナミックMRAにおいて、適切なタイミングで本計測を開始することができる。これにより目的領域内に造影剤が止まっている間に、その領域の撮像を行うことができ、良好な血管像を得ることができる。またモニタリングに用いた画像データを本計測の画像データに共有できるので、最も造影剤濃度が高い時点のデータを無駄にすることなく、また表示の遅れを生じることなく、良好な時系列画像を得ることができる。

15

## 請求の範囲

1. 静磁場内に置かれた被検体に、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミック計測のためのパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加するとともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気共鳴信号から前記被検体の所望の組織を画像化し信号処理手段と、前記画像を表示する表示手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記撮像手段は、前記被検体の所望のスラブを前記ダイナミック計測のためのパルスシーケンスで低空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する監視モードと、前記監視モードと同一のスラブを同一のパルスシーケンスで高空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する本計測モードとを備え、

- 前記制御手段は、前記監視モードから前記本計測モードへの切り替えを行うモード切替手段を備え、前記モード切替手段は、前記監視モードを実行中の所望のタイミングで本計測モードへ切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

2. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記監視モードの実行時に取得した前記ダイナミック計測のデータから参照データを抽出する手段を備え、抽出した前記参照データ値の時間的变化を前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

3. 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記モード切替手段は、抽出した前記参照データ又は該参照データの変化が所望の閾値を超えたときに、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項2又は3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項2又は3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値と前記監視モード開始時に取得した $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とを差分した値とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5

6. 請求項1ないし5いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記本計測モード開始直後の画像の再構成において、それ以前のパルスシーケンスの実行時に取得したデータを含むデータを用いて画像再構成するように前記信号処理手段を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

7. 請求項1ないし6いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記時系列画像データが3次元データの場合に、2次元の投影画像に変換して前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

8. 請求項1ないし7いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

15

前記モード切替手段は、モード切替入力手段を備え、前記モード切替移入力手段に切替指示が直接入力されることによって、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えられることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項1ないし8いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

20

前記傾斜磁場は、前記2次元又は3次元計測のためのスライスエンコードと位相エンコードと周波数エンコードとを有し、前記低空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を省略し、前記高空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を付与することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25

10. 請求項9に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記撮像手段が実行するダイナミック計測は、造影剤を用いて血流の動態変化を観察する血流撮像であり、前記監視モードでは前記スライスエンコードを省略して2次元画像を取得し、前記本計測モードでは前記スライスエンコードを付加して3次元画像を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

11. 請求項10に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記造影剤を注入した後に取得した血流画像と前記造影剤を注入する前に取得した血流画像との差分画像を前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。



图 1

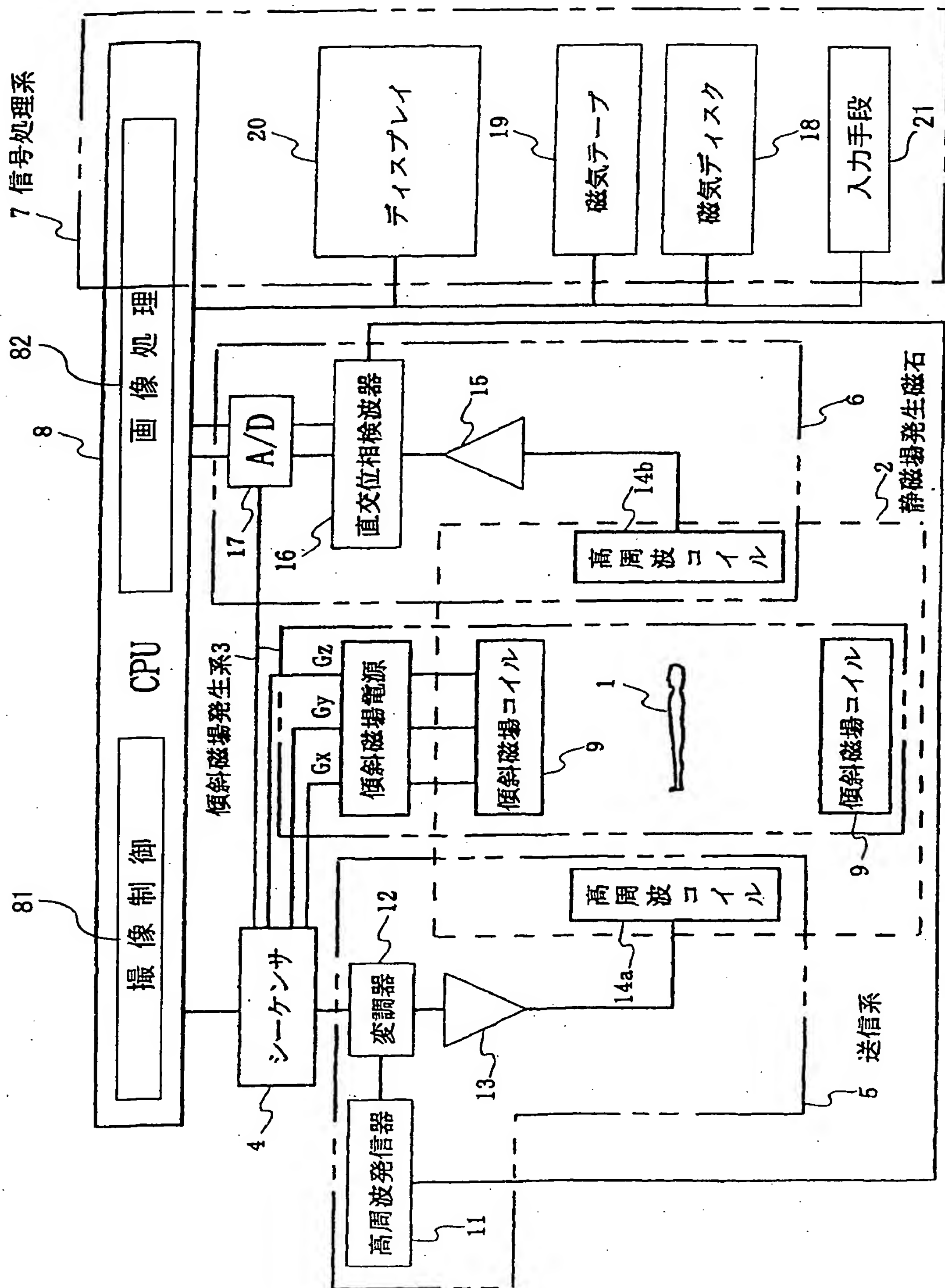


図 2

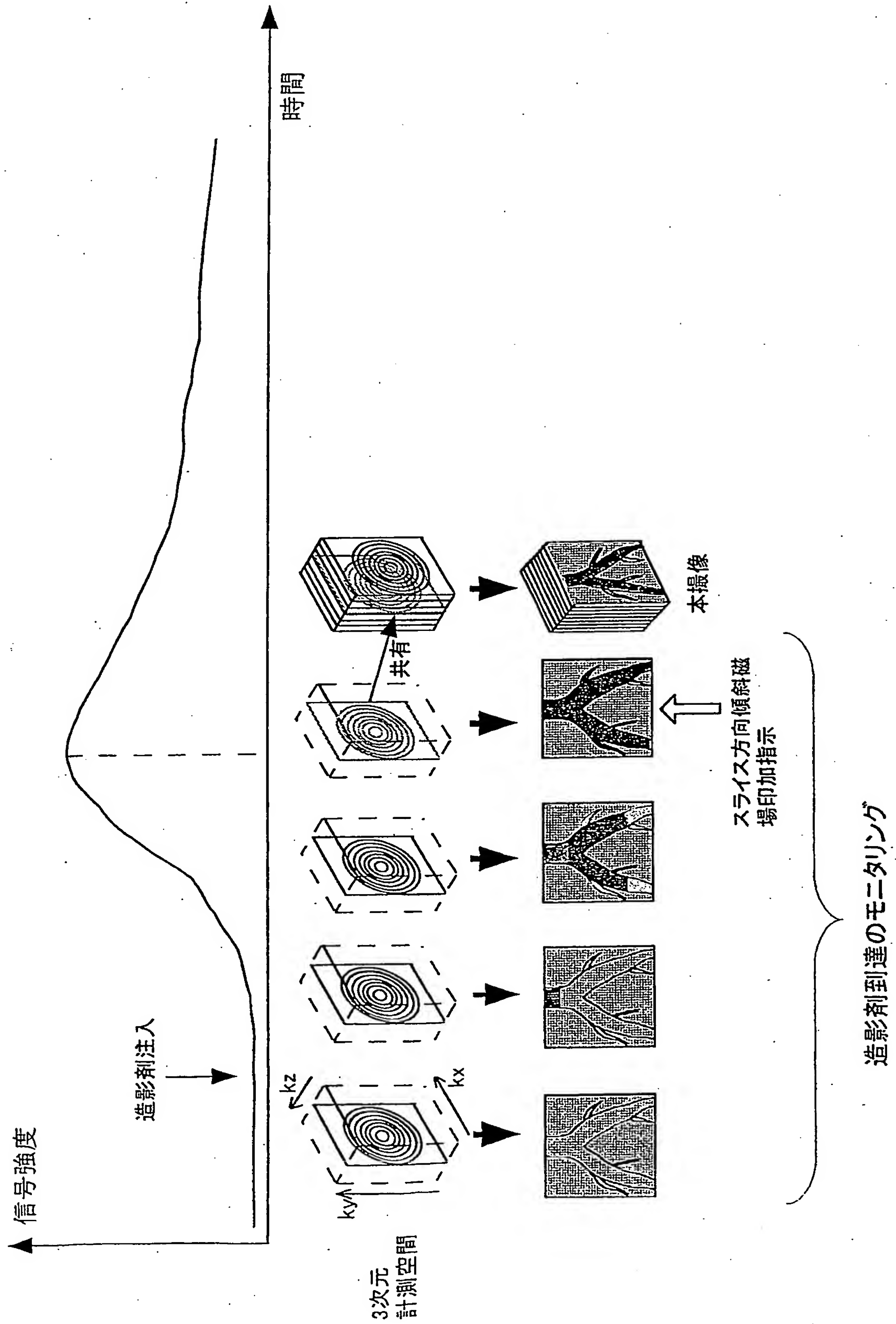
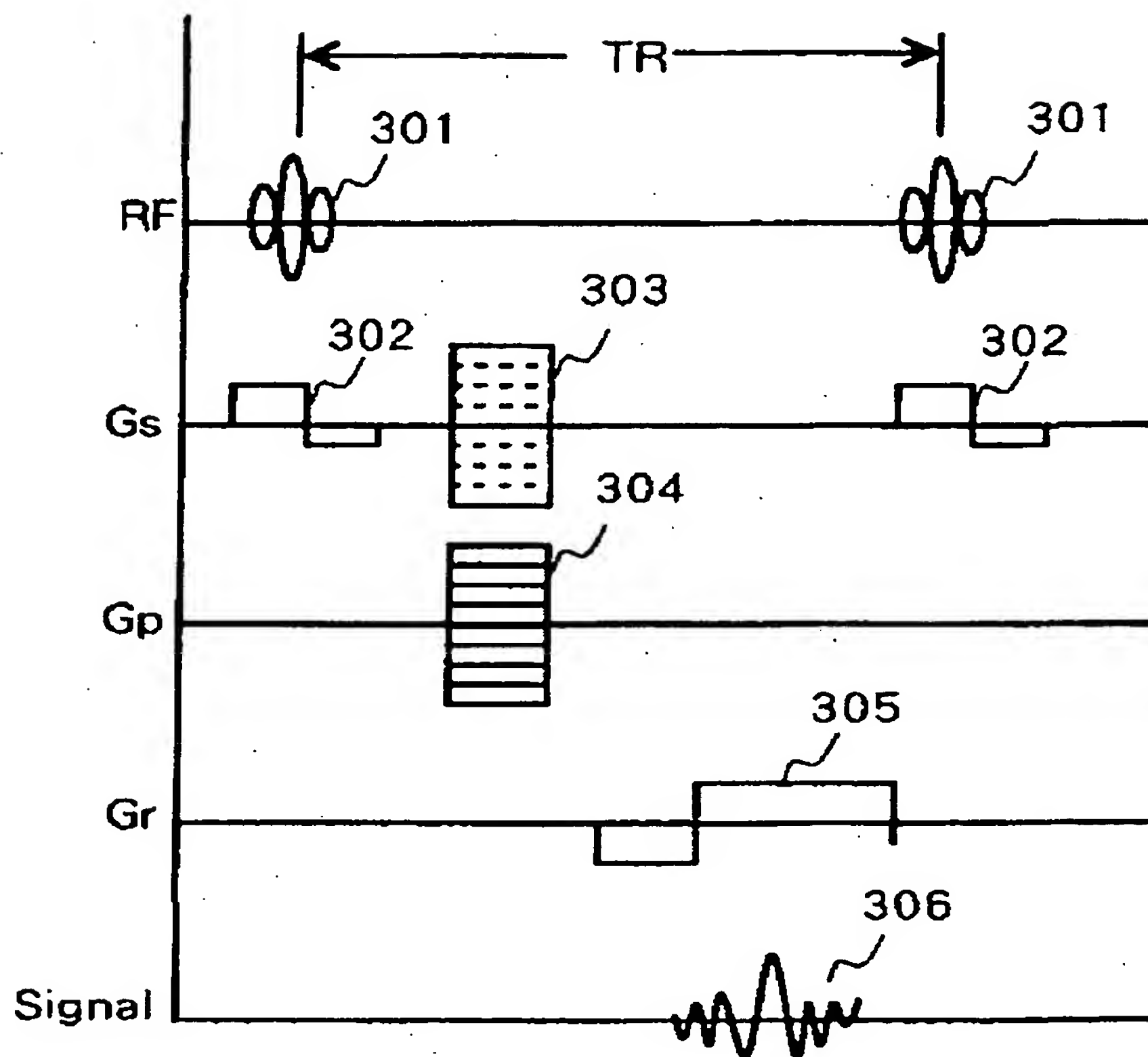


図 3



4/7

図 4

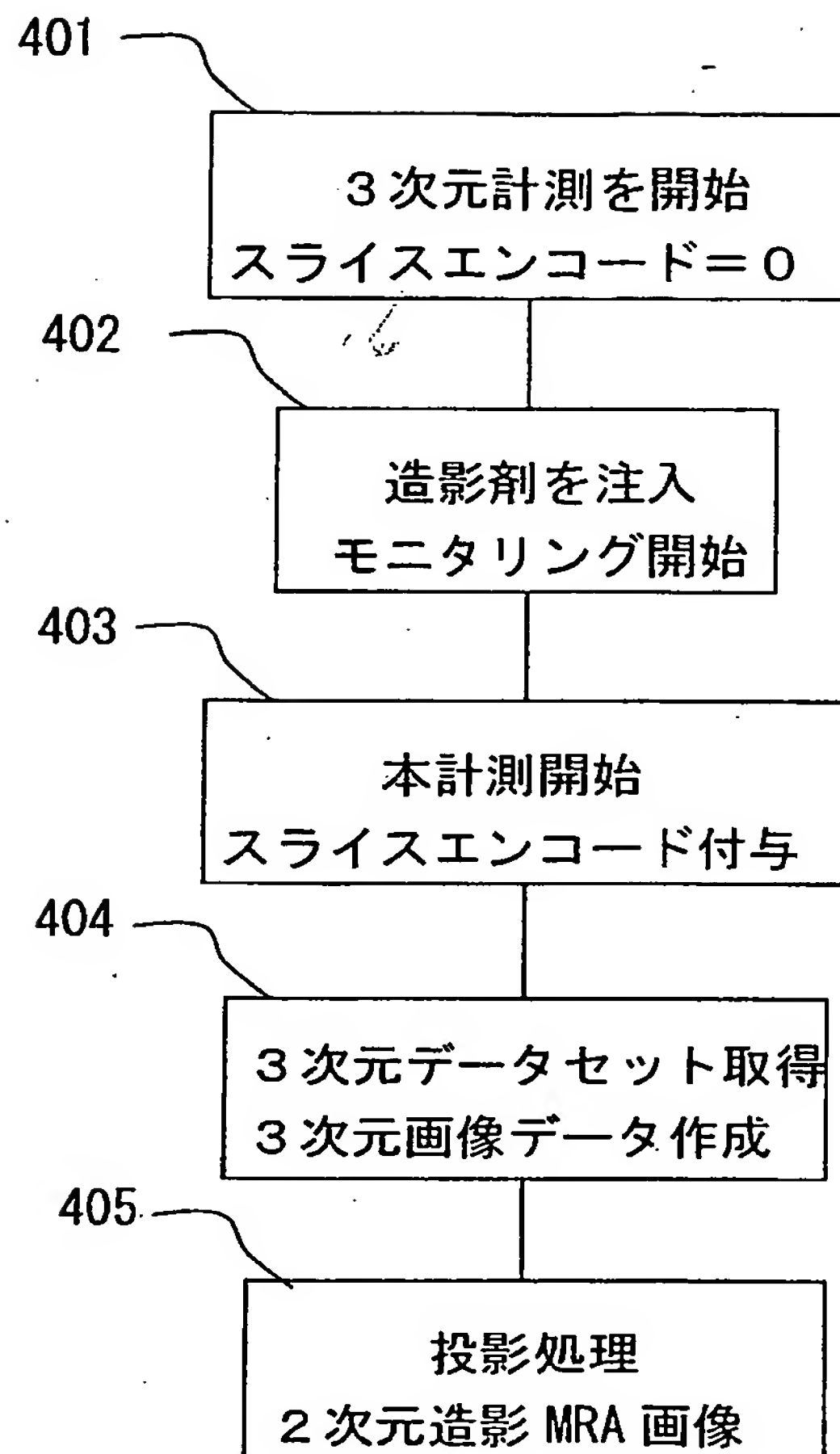


图 5

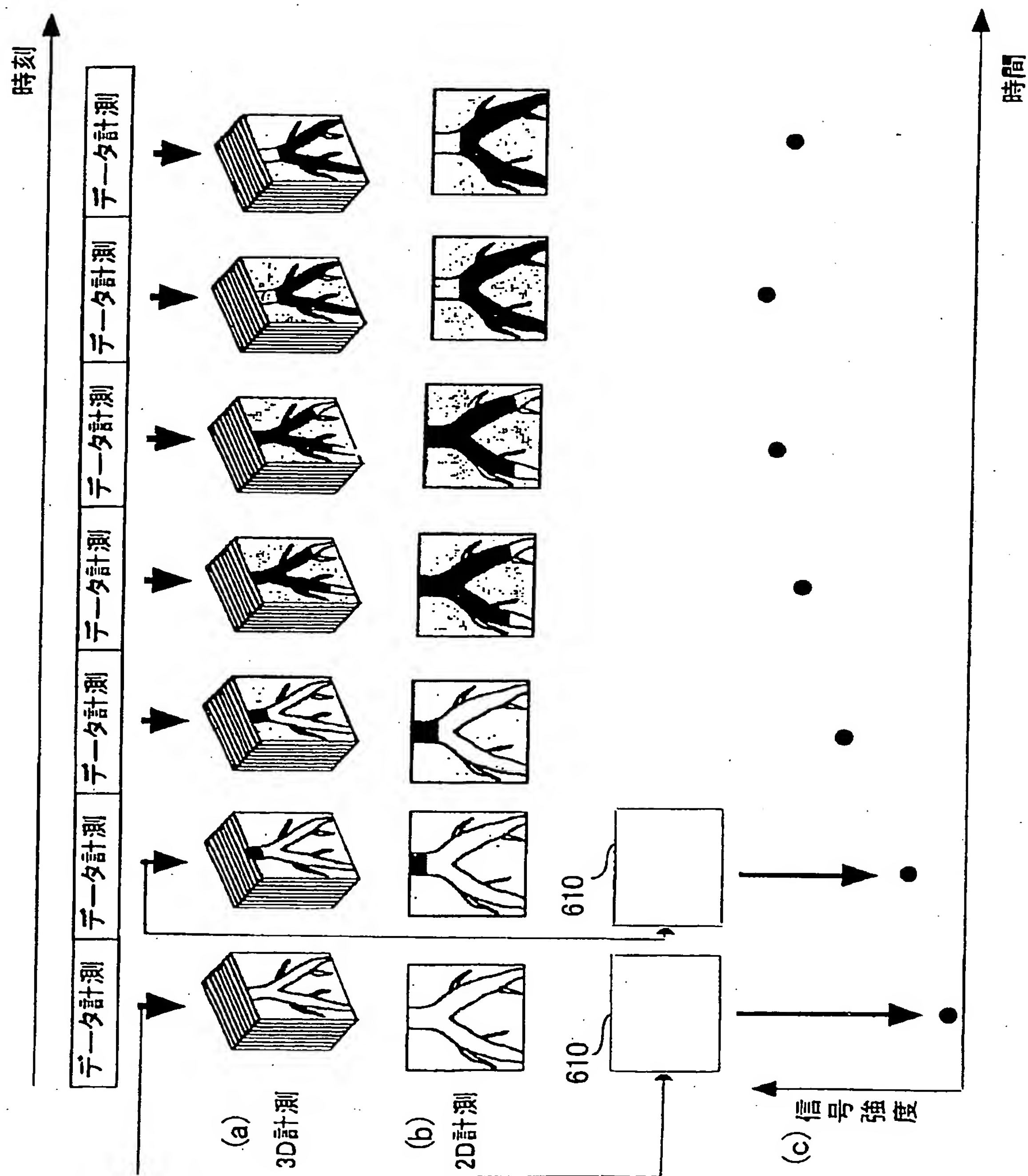




図 6

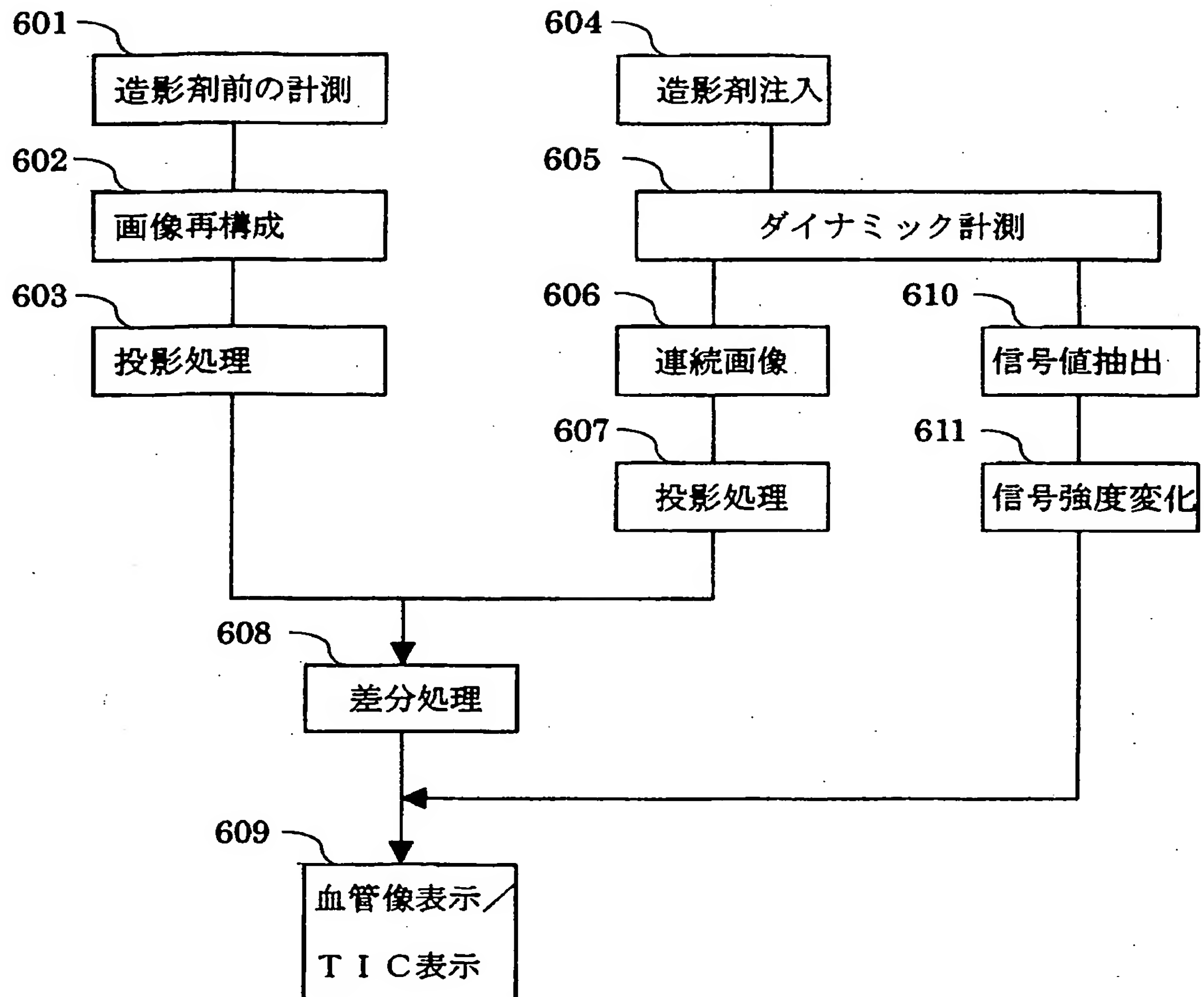
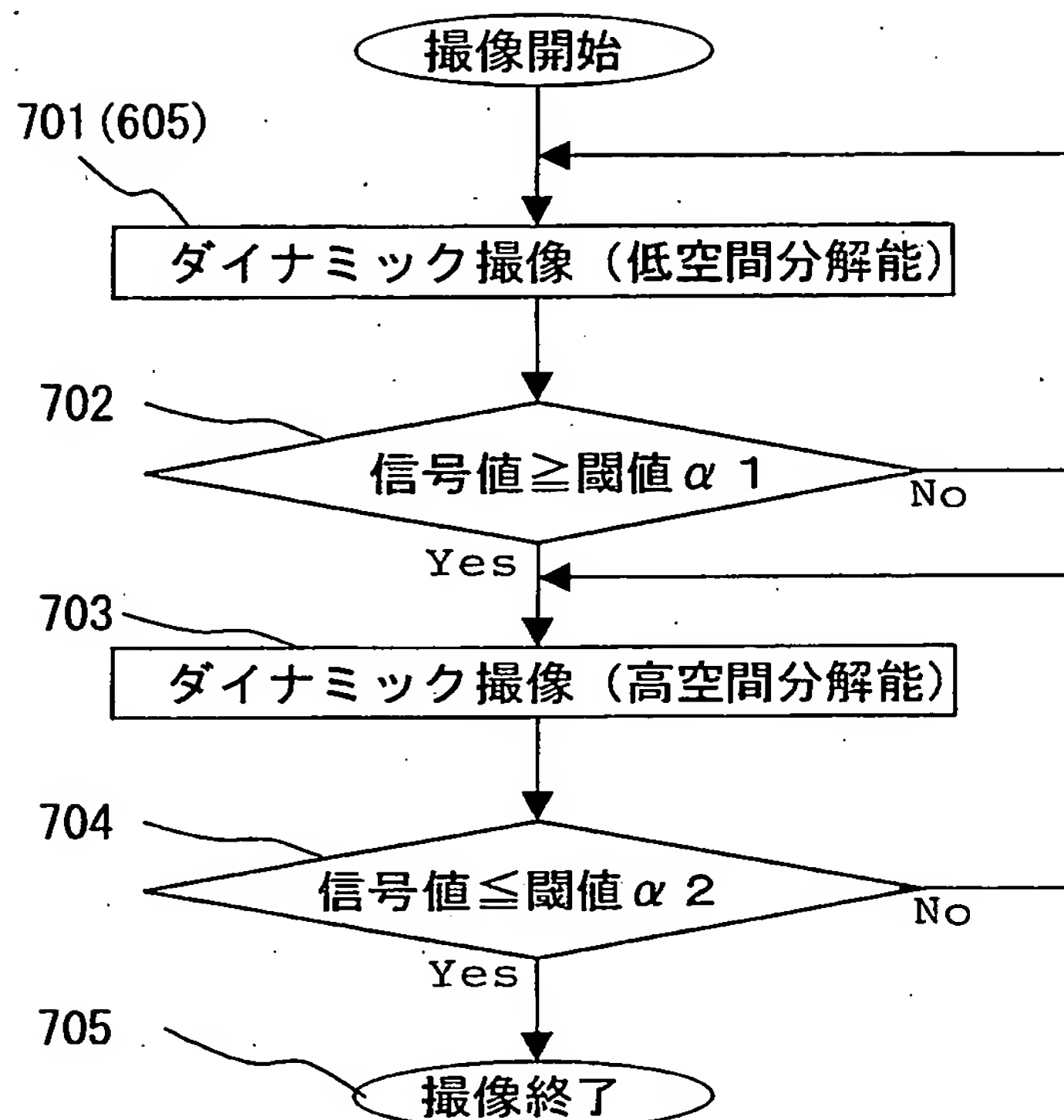


図 7



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP03/07126

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/563

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 02/04970 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 17 January, 2002 (17.01.02), Page 2, line 26 to page 3, line 25; page 4, line 32 to page 5, line 7 (Family: none)	1-5, 7-11
A	JP 2001-276016 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October, 2001 (09.10.01), Column 8, lines 8 to 41 & WO 01/58352 A1	1-11
A	W. Kessler et al., Coronary Arteries: Three-dimensional Breath-Hold MR Angiography Using a Gadolinium-Enhanced Ultrafast Gradient-Echo Technique, ISMRM 1998, page 315	1-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
08 August, 2003 (08.08.03)

Date of mailing of the international search report  
26 August, 2003 (26.08.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/563

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	WO 02/04970 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2002.01.17 第2頁第26行目-第3頁第25行目、第4頁第32行目-第5頁 第7行目 (ファミリーなし)	1-5, 7-11

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08.08.03

国際調査報告の発送日

26.03.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸

2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-276016 A (株式会社日立メディコ) 2001. 10. 09 第8欄第8-41行目 & WO 01/58352 A1	1-11
A	W. Kessler et al, Coronary Arteries: Three-dimensional Breath-Hold MR Angiography Using a Gadolinium-Enhanced Ultrafast Gradient-Echo Technique , ISMRM 1998, p.315	1-11